

SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DE LÚMEN EM FD-OCT USANDO LIMIAÇÃO DE INTENSIDADE E FILTROS DE TAMANHO

Veronica Meyer Gaiarsa*, Diego Armando Cardona Cardenas* e Sérgio Shiguemi Furuie*

* Laboratório de Engenharia Biomédica/ Departamento de Telecomunicações e Controle/ Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: vmgaiarsa@gmail.com

Resumo: No Brasil 31% das mortes no ano 2012 foram causadas por Doenças Cardiovasculares (CVD). Entre as tecnologias utilizadas para avaliar e acompanhar a evolução destas doenças está a Tomografia Intravascular por Coerência Ótica (IOCT). Esta gera imagens axiais tomográficas do canal sanguíneo. No entanto, as imagens não oferecem informações quantitativas que possam ajudar especialistas a realizarem um melhor diagnóstico. Esta análise pode ser realizada manualmente, porém, é trabalhosa. Para suprir essa necessidade, alguns enfoques foram propostos na literatura. Apesar disso, existe uma deficiência de métodos robustos de segmentação da área do Lúmen. Neste trabalho apresentamos um método automático de segmentação da área do Lúmen em FD-IOCT que combina extração de características por intensidade (*Otsu*) e tamanho. Foram utilizadas 160 imagens de coronárias de porcos, com características da parede do vaso que diferem em tamanho, intensidade e forma. Para avaliar nosso método foram comparadas as 160 segmentações com os respectivos *Gold Standards* feitos por especialistas, obtendo em média, uma taxa de verdadeiros positivos próxima a 98% e de falsos positivos perto de 3%, mostrando um bom desempenho e precisão.

Palavras-chave: Doenças cardiovasculares, Tomografia Intravascular por Coerência Ótica (IOCT), Segmentação do Lúmen

Abstract: During the year of 2012 31% of the total deaths in Brazil were caused by cardiovascular diseases (CVD). Among the technologies used to evaluate and monitor the evolution of these diseases there is the Intravascular Optical Coherence Tomography (IOCT). It generates tomographic axial images of the blood channel. However, these images don't provide quantitative information to help specialists improve their diagnosis. This type of analysis can be performed manually, but it would be time consuming. To overcome this need there are different approaches in the literature. Nevertheless, they still lack of a robust method for lumen segmentation. In the proposed methodology it is presented an automatic technique to segment lumen area from FD-IOCT combining size and intensity (*Otsu*) feature extraction. 160 pig coronary images were used, having vessel wall differing in size, intensity and shape. To evaluate our method all the 160 segmentations were compared with its respective specialist Gold Standard,

obtaining the average of true positives to nearly 98% and false positives to nearly 3%, showing a good performance and precision.

Keywords: Cardiovascular disease, Optical Coherent Tomography Intravascular (IOCT), lumen Segmentation

Introdução

No Brasil perto de 410.000 mortes (31% do total) foram causadas por Doenças Cardiovasculares (CVD) no ano 2012 [1]. Uma CVD com grande relevância é a aterosclerose, a qual pode ser definida como um estreitamento da parede arterial, que dificulta a passagem de sangue, podendo causar infarto e, em casos mais graves, até morte [2]. Entre as múltiplas tecnologias que existem para avaliar a condição do canal sanguíneo está a Tomografia Intravascular por Coerência Ótica (IOCT). Esta gera imagens tomográficas da artéria a partir dos reflexos da luz transmitida por um cateter durante sua extração e simultânea rotação. No entanto, as imagens não oferecem informações quantitativas que possam ajudar ao especialista a realizar um melhor diagnóstico.

Na literatura se encontram algumas abordagens visadas para fornecer a área do Lúmen. Assim, para imagens de IOCT obtidas no domínio do tempo (TD-IOCT), temos enfoques semiautomáticos que usam *Fuzzy Connectedness* e operadores morfológicos[3], ou automáticos que utilizam teoria de *Wavelet* e operações morfológicas[4], contornos ativos ou *snakes* [5][6], modelos aleatórios de *Markov* [7], entre outros. Para imagens obtidas no domínio da frequência (FD-IOCT) a literatura apresenta enfoques [8][9] que usam filtros gaussianos, *Otsu* e classificadores dependentes de coordenadas. Apesar das técnicas citadas possuírem o mesmo objetivo, dada à relativa novidade da tecnologia FD-IOCT, existe uma deficiência de métodos robustos de segmentação da área do Lúmen.

Assim, o objetivo deste trabalho é implementar um novo método de segmentação do Lúmen em imagens de FD-IOCT, usando critérios de seleção como intensidade e filtragem morfológica.

Materiais e métodos

Este estudo apresenta um método automático de segmentação do Lúmen. Foram usadas 160 imagens FD-IOCT de coronárias de porcos obtidas no Instituto

do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor) com o respectivo aval do comitê de ética (Comissão de Ética em Pesquisa sob número SDC 2929/07/004). Para avaliar nosso método as imagens segmentadas foram comparadas com seu respectivo *Gold Standard* feitos por especialistas.

O método proposto é totalmente automático para todas as imagens incluindo as imagens com Stent dentro do Lúmen (

Figura 2a) e as sem (

Figura 2b). Assim, a metodologia pode ser dividida em três partes. Na primeira, Pré-processamento, são removidas características indesejadas. Na segunda parte, Processamento, são extraídas características por meio da utilização de *Otsu* [10] e filtros morfológicos. Finalmente, no Pós-processamento, são realizadas operações de interpolação e operações morfológicas para melhorar a área segmentada.

Pré-Processamento - Nesta primeira etapa as imagens são normalizadas em tamanho 400x400 pixels (Figura 1a) e em tons de cinza. Depois disso, a reflexão do cateter é removida por meio da localização do primeiro pico da derivada radial desde o centro da imagem. Conhecendo a distância desse pico, é utilizada a seguinte equação para a remoção do cateter (Figura 1b):

$$I_{\text{normalizada}} = \begin{cases} 0, & \text{se raio} < \text{pico} \\ I_{400 \times 400, \text{cinza}}, & \text{em outro caso} \end{cases} \quad (1)$$

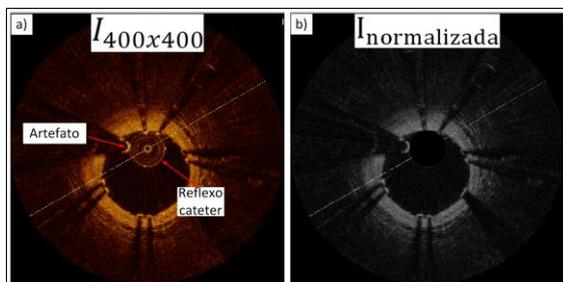


Figura 1: Pré-processamento. a) Imagem original normalizada em tamanho. b) Imagem Pré-processada sem reflexo do cateter.

Processamento - No Processamento, partindo da imagem pré-processada ($I_{\text{normalizada}}$), se obtém a borda do Lúmen no domínio polar, por meio da utilização de critérios de intensidade e longitude de pixels diferentes de zero conectados. Assim, $I_{\text{normalizada}}$ (Figura 2(a)-(b)) é transformada ao domínio polar (I_{polar} Figura 2(c)-(d)), para depois selecionar os pixels com intensidade superior ao limiar *Otsu* [10] desta, gerando assim a imagem I_{parede} (Figura 2(e)-(f)). Nesta parte do processamento é necessário retirar objetos que não fazem parte do tecido e que podem atrapalhar a obtenção do Lúmen. O artefato é um destes e está presente em todas as imagens de IOCT-FD

(Figura 2(a)-(b)). Além deste, algumas imagens podem conter Stent intracoronário dentro do Lúmen (Figura 2(a)). Uma característica tanto do Artefato quanto do Stent é sua alta reflexão à luz, gerando assim sombras. Aproveitando este fato, são retiradas de I_{parede} (Figura 2(e)-(f)) todas as colunas cuja quantidade de pixels com intensidade diferente de zero seja inferior a um limiar de 15 ($I_{\text{sem artefato e stent}}$ Figura 2(g)-(h)). A seguir, em algumas imagens podem ser vistos alguns ruídos procedentes da seleção por *Otsu*. Estes ruídos são eliminados ao escolher em cada coluna de $I_{\text{sem artefato e stent}}$ a secção de pixels diferentes de zero cuja conectividade na vertical seja a maior (Figura 2(i)-(j)). Posteriormente é selecionado como pertencente à parede do vaso o primeiro pixel diferente de zero de cada coluna de cima para baixo (Figura 2(k)-(l)). Para finalizar esta etapa, é feita uma interpolação linear sobre os dados adquiridos no passo anterior (I_{contorno} Figura 2(m)-2(n)).

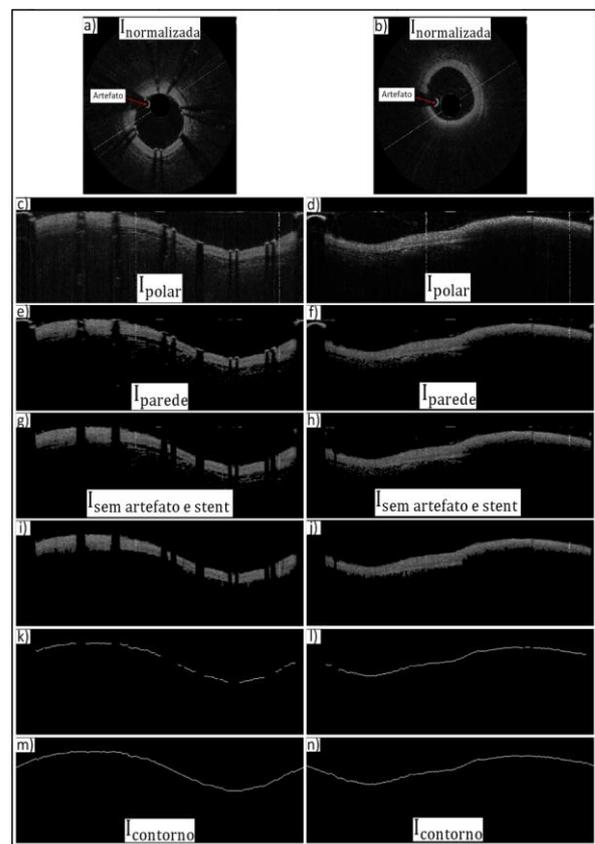


Figura 2: Processamento. (a) imagem normalizada com Artefato e Stent na área do Lúmen. (b) Imagem normalizada só com o artefato característico das imagens FD_IOCT. (c)(d) imagem normalizada transformada ao domínio Polar. (e)(f) Imagem que resalta os pixels com intensidade superior a um limiar estabelecido pelo *Otsu* da I_{polar} . (g)(h) imagem que mostra a eliminação de características dentro do Lúmen, como o artefato ou, quando for o caso, os Stent $I_{\text{sem artefato e stent}}$. (i)(j) imagem após o filtro por maior conectividade de pixels em cada coluna. (k)(l) imagem onde é ressaltado o primeiro pixel diferente de zero em

cada coluna. (m)(n) Lúmen segmentado e interpolado em coordenadas polares.

Pós-Processamento - Nesta última etapa são feitas operações morfológicas para obter a área do Lúmen a partir do contorno encontrado. Primeiro, sobre I_{contorno} é feita uma operação de preenchimento vertical para depois disso transformar a imagem preenchida para o domínio cartesiano.

Resultados

Para a avaliação de nosso método de segmentação da área do Lúmen, foram utilizadas 160 imagens de FD-IOCT com diferentes formas, tamanhos e características da parede do vaso. Estas segmentações foram comparadas com *Gold Standard* feitos por especialistas. O custo computacional foi baseado em um computador pessoal DELL com um processador Intel Core 2 Duo, 2.53 GHz, 4 GB de RAM e outro com Linux-Mint 64 bits ambos com ImageJ sem otimização de código. Este custo foi em média de 0.13 seg/imagem. Para a quantificação da acurácia foram utilizados dois métodos. No primeiro, proposto por Udupa [11], foram calculados os valores de média e desvio padrão de Verdadeiro Positivo, Falso Positivo e Falso Negativo. No segundo, foi calculada a porcentagem da distância Hausdorff [12] em relação ao diâmetro do *Gold Standard* correspondente.

Como pode ser visto na Tabela 1 os quase 98% de Verdadeiro Positivo indicam a boa acurácia do método, e seu pequeno desvio padrão de 3,5% indica boa precisão. Esta precisão também é reforçada pelo valor de 5% da mediana do método de Hausdorff (Figura 3).

Tabela 1: Resultados do método proposto

VP	FP	FN	Hausdorff
97,87	3,55	2,13	9,21%
$\pm 2,57$	$\pm 5,26$	$\pm 2,57$	$\pm 8,45\%$

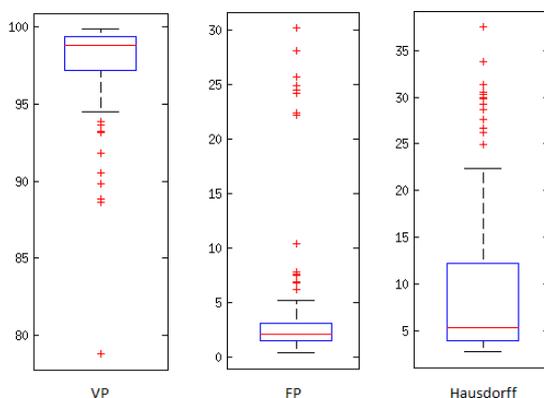


Figura 3: Resultados do método proposto no formato de gráficos *Box-and-Whisker*

Discussão e conclusão

Dando continuidade aos comentários da secção “Resultados”, pode ser visto que as médias do Verdadeiro Positivo e Falso Positivo de 98% e 3,55% (Tabela 2) são próximas às suas medianas (Figura 4), reforçando a boa acurácia e precisão. Além disso, outra característica que evidencia a boa precisão do método é o fato de obterem valores *whisker* máximo e mínimo com diferença de aproximadamente 3% em relação à mediana (Figura 5). Adicionalmente, a média Hausdorff apresentou valor de 9,21% (Tabela 3), seu terceiro quartil está próximo a ela, e tem uma mediana próxima a 5% (Figura 6). Isso significa que metade das imagens segmentadas apresentou valores de distância Hausdorff em relação ao diâmetro do Lúmen menor ou igual a 5%, enquanto um quarto apresentou valores entre 5 e 12%. Estes valores mostram boa aproximação entre as segmentações e os *Gold Standard*.

No entanto, foram verificadas exceções, como pode ser visto na Figura 7. Contudo, uma das possíveis razões para isso é o fato do método se basear na utilização de limiares. Apesar disso, de maneira geral o método apresenta bons resultados, principalmente notando que as imagens utilizadas apresentam formas, tamanhos e características bem distintas (Figura 8), podendo ser utilizado inclusive em imagens com Stents dentro do Lúmen.

Os resultados obtidos comparados com os estudos [8] e [9] em imagens de FD-IOCT são um pouco inferiores. Embora, é provável que ao testar os métodos [8] e [9] em imagens com Stent no interior da área do Lúmen, os resultados não sejam tão precisos. Comparando com métodos implementados para TD-IOCT, o método proposto é mais simples e bem mais rápido.

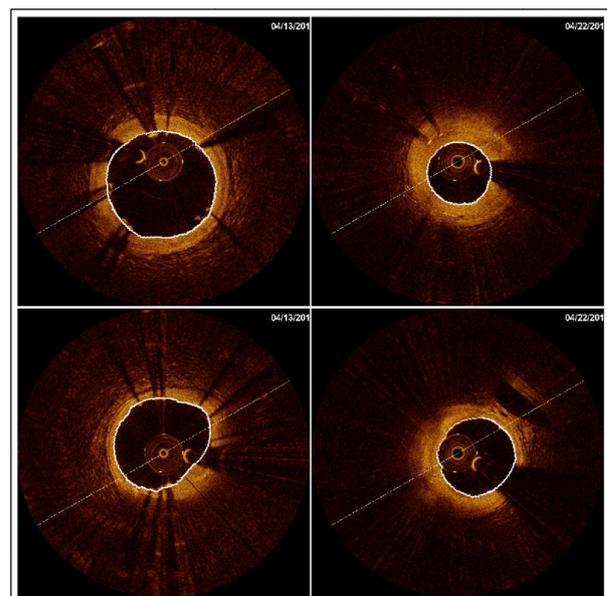


Figura 4: Contorno do Lúmen feito por nosso algoritmo

Estudos futuros visam melhorar o método, através de diferentes critérios de seleção de limiares ou métodos

adaptativos onde estes não sejam necessários. Além disso, o método será aplicado em imagens adquiridas em pacientes humanos com diferentes patologias.

Agradecimentos

Ao INCOR (Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo) pelo fornecimento das imagens e ao LEB (Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo).

Referências

[1] “W. H. Organization, ‘WHO. “Global status report on noncommunicable diseases 2014”.’ http://www.who.int/nmh/countries/bra_es.pdf?ua=1.”

[2] W. Insull Jr, “The pathology of atherosclerosis: plaque development and plaque responses to medical treatment,” *Am. J. Med.*, vol. 122, no. 1, pp. S3–S14, 2009.

[3] D. A. C. Cardenas, M. C. Moraes, and S. S. Furuie, “Segmentação do lúmen em imagens de IOCT usando fuzzy connectedness e Reconstrução Binária Morfológica,” *Rev Bras Eng Biom*, vol. 29, no. 1, pp. 1–13.

[4] D. A. C. Cardenas, M. C. Moraes, and S. S. Furuie, “Automatic lumen segmentation in IVOCT images using binary morphological reconstruction,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 12, Jan. 2013.

[5] F. Dubuisson, C. Kauffmann, P. Motreff, and L. Sarry, “In vivo oct coronary imaging augmented with stent reendothelialization score,” in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention--MICCAI 2009*, Springer, 2009, pp. 475–482.

[6] S. Gurmeric, G. G. Isguder, S. S. Carlier, and G. Unal, “A new 3-d automated computational method to evaluate in-stent neointimal hyperplasia in in-vivo intravascular optical coherence tomography pullbacks,” in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention--MICCAI 2009*, vol. 12, no. Pt 2, Springer, 2009, pp. 776–785.

[7] S. Tsantis, G. C. Kagadis, K. Katsanos, D. Karnabatidis, G. Bourantas, and G. C. Nikiforidis, “Automatic vessel lumen segmentation and stent strut detection in intravascular optical coherence tomography,” *Med. Phys.*, vol. 39, no. 1, pp. 503–13, Jan. 2012.

[8] L. S. Athanasiou, C. V Bourantas, G. Rigas, A. I. Sakellarios, T. P. Exarchos, P. K. Siogkas, A. Ricciardi, K. K. Naka, M. I. Papafaklis, L. K. Michalis, F. Prati, D. I. Fotiadis, and others, “Methodology for fully automated segmentation and plaque characterization in intracoronary optical coherence tomography images,” *J. Biomed. Opt.*, vol. 19, no. 2, p. 026009, Mar. 2014.

[9] S. Celi and S. Berti, “In-vivo segmentation and quantification of coronary lesions by optical coherence tomography images for a lesion type definition and stenosis grading,” *Med. Image Anal.*, vol. 18, no. 7, pp. 1157–1168, Oct. 2014.

[10] N. Otsu, “A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms,” *IEEE Trans. Syst. MAN Cybern.*, vol. 9, no. 1, pp. 62–66, Jan. 1979.

[11] J. K. Udupa, V. R. LeBlanc, Y. Zhuge, C. Imielinska, H. Schmidt, L. M. Currie, B. E. Hirsch, and J. Woodburn, “A framework for evaluating image segmentation algorithms,” *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 30, no. 2, pp. 75–87, Mar. 2006.

[12] D. P. Huttenlocher, G. a. Klanderma, and W. J. Rucklidge, “Comparing images using the Hausdorff distance,” *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 15, no. 9, pp. 850–863, 1993.